

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-155840

(43)Date of publication of application : 15.06.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/14

(21)Application number : 09-325759

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

(22)Date of filing : 27.11.1997

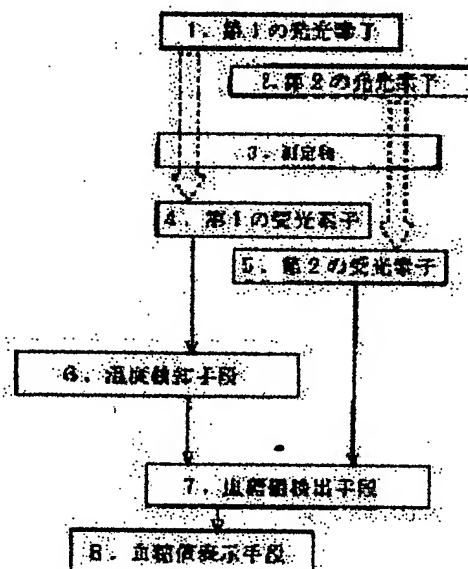
(72)Inventor : SATO TAKETOSHI  
KOBAYASHI YASUMICHI  
MIKI TADASHI  
HAJI MASAYO

## (54) BLOOD SUGAR METER

## (57)Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately detect the blood sugar value without any influence of various components in blood and without any influence of temperature.

SOLUTION: A first photo detecting element 4 detects light of a first wavelength which will not be changed in absorbance even if the glucose sugar density in blood is changed, a temperature detecting means 6 estimates the temperature of blood from the signal, and a blood sugar value detecting means 7 operates a blood sugar value from the signal of the temperature detecting means 6 and the signal of a second photo detecting element 5 for detecting the light of a second light emitting element 2. Thus, the blood sugar value can be measured correctly without being affected by temperature.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

30.07.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-155840

(43) 公開日 平成11年(1999) 6月15日

(51) Int. Cl.<sup>8</sup>

A 6 1 B 5/14

識別記号

3 1 0

F I

A 6 1 B 5/14

3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平9-325759

(22) 出願日 平成9年(1997) 11月27日

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 佐藤 武年

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72) 発明者 小林 保道

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72) 発明者 三木 匡

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 滝本 智之 (外 1 名)

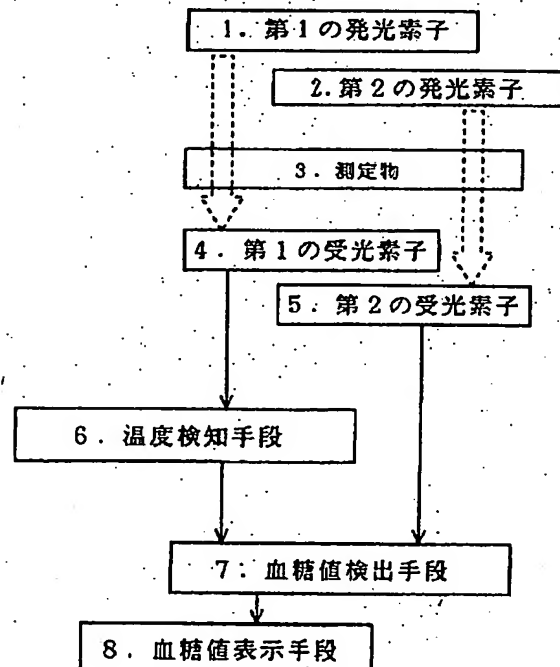
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血糖計

(57) 【要約】

【課題】 従来の血糖計は、血液中の各種の成分による影響や、温度による影響を受けて正確な血糖値を検出することが困難である。

【解決手段】 第1の受光素子4が血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を受光し、温度検知手段6がこの信号から血液の温度を推定して、血糖値検出手段7が温度検知手段6の信号と第2の発光素子2の光を受ける第2の受光素子5の信号とから血糖値を演算して、温度による影響を受けることなく血糖値を正確に計測できる血糖計としている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、前記第1の波長以外の波長の光を発光する第2の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第2の発光素子の光を受光する第2の受光素子と、第1の受光素子の出力信号から温度を検知する温度検知手段と、温度検知手段の信号と第2の受光素子の信号とから血糖値を演算し、血糖値表示手段に血糖値を表示する血糖値検出手段とからなる血糖計。

【請求項2】 第1の波長を $1525\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定した請求項1記載の血糖計。

【請求項3】 血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する第3の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された前記発光素子が発光した光を受ける第3の受光素子と、第3の受光素子の信号を受けて血糖値を演算し、血糖値表示手段に血糖値を表示する血糖値検出手段とからなる血糖計。

【請求項4】 第3の波長を $1690\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定した請求項3記載の血糖計。

【請求項5】 血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する第3の発光素子と、血液中のヘモグロビンの濃度が変化しても吸光度が変化しない第4の波長の光を発光する第4の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第3の発光素子の光を受光する第3の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第4の発光素子の光を受光する第4の受光素子と、第1の受光素子の信号と第3の受光素子の信号と、第4の受光素子の信号とから血糖値を検出し、血糖値表示手段に表示する血糖値検出手段とからなる血糖計。

【請求項6】 第4の波長を $1575\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定した請求項5記載の血糖計。

【請求項7】 血液中のグルコース糖の濃度が変化しても第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する第3の発光素子と、血液の温度が変化しても吸光度が変化しない第5の波長の光を発光する第5の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第3の発光素子の光を受光する第3の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第5の発

光素子の光を受光する第5の受光素子と、第1の受光素子の信号と第3の受光素子の信号と第5の受光素子の信号とから血糖値を検出し、血糖値表示手段に表示する血糖値検出手段とからなる血糖計。

【請求項8】 第5の波長を $1442\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定した請求項7記載の血糖計。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は血液の採取を不要とし、簡易に血糖値を測定するための方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、血糖値は健康診断の際の採血血液によって測定している。しかしこの方法は、個々の測定毎に比較的多量の血液を必要とし、かなりの苦痛を伴うものである。この問題を解決するために発明者らは、発光素子と受光素子とを使用して、人体を通過した発光素子が発生した光を波形処理手段によって処理し、少量の血液を使用して予め求めた定数を使用して、簡単に血糖値を検査できる血糖計を提案しているものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし前記の血糖計は、血液中の各種の成分による影響や、温度による影響を受けて正確な血糖値を検出することが困難であるという課題を有している。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明は、発光素子が発光する光の波長を特定することによって、血液中の成分による影響や、温度による影響を避け、正確な血糖値を測定できる血糖計としているものである。

【0005】

【発明の実施の形態】請求項1に記載した発明は、第1の受光素子が血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を受光し、この信号から血液の温度を推定して、第2の発光素子の光を受ける第2の受光素子の信号から血糖値を演算して、温度による影響を受けることなく血糖値を正確に計測できる血糖計としている。

【0006】請求項2に記載した発明は、第1の波長を $1525\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定することによって、半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0007】請求項3に記載した発明は、第3の受光素子が血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を受光し、血糖値検出手段がこの信号を受けて血糖値を演算・表示するようにして、蛋白質の濃度による影響を受けることのない血糖計としている。

【0008】請求項4に記載した発明は、第3の波長を $1690\text{nm} \pm 25\text{nm}$ に設定することによって、第3の発光素子として半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型

化できるものである。

【0009】請求項5に記載した発明は、第1の受光素子が血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を受光し、第3の受光素子が血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を受光し、第4の受光素子が血液中のヘモグロビンの濃度が変化しても吸光度が変化しない第4の波長の光を受光し、これらの信号から血糖値検出手段が血糖値を演算表示するようにして、計算処理する時間を大幅に短縮した血糖計としている。

【0010】請求項6に記載した発明は、第4の波長を1575nm±25nmに設定して、半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0011】請求項7に記載した発明は、第1の受光素子が血液中のグルコース糖の濃度が変化しても第1の波長の光を受光し、第3の受光素子が血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を受光し、第5の受光素子が血液の温度が変化しても吸光度が変化しない第5の波長の光を受光して、血糖値検出手段がこれらの信号を受けて血糖値を演算表示する血糖計としている。

【0012】請求項8に記載した発明は、第5の波長を1442nm±25nmに設定することによって、第5の発光素子として半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0013】

【実施例】（実施例1）以下本発明の第1の実施例について説明する。図1は本実施例の構成を示すブロック図である。1は第1の波長 $\lambda_1$ の光を発する第1の発光素子、2は第2の波長 $\lambda_2$ の光を発する第2の発光素子である。この2つの発光素子が発生する光は、指先等の測定物3を透過して、或いは反射して、第1の受光素子4と第2の受光素子5に受光される。第1の受光素子4・第2の受光素子5が受光する光量は、測定物3によって吸光され減衰しているものである。第1の受光素子4の出力信号は、温度検知手段6に伝達されている。また、第2の受光素子5の受光信号は温度検知手段6の信号と共に血糖値検出手段7に伝達されている。血糖値検出手段7はこれらの信号を受けて、測定物3の血糖値を演算して血糖値表示手段8に表示する。

【0014】本実施例では、温度検知手段6は次のようなデータを予め有している。すなわち、図2に示しているA0と温度係数 $K_w(\lambda_1)$ である。図2は、ある濃度Cの水溶液によって、波長 $\lambda_1$ の光が温度Tの条件で吸光される吸光度Aを求めているものである。すなわち、このときの吸光度Aと温度Tとの間には、図示したような1次関数の関係が存在するものである。このときの切片の値をA0、温度係数を $K_w(\lambda_1)$ としているものであ

$$A = K_w(\lambda_1) \cdot T + A_0$$

（数1）中のAにA1をTにT1を、AにA2をTにT

＊る。

【0015】また血糖値検出手段7は、次のようなデータを予め有している。すなわち、第1に、図3に示しているAT0と温度係数 $K_w(\lambda_2)$ である。図3は、ある濃度Cの水溶液によって、波長 $\lambda_2$ の光が温度Tによって吸光される吸光度Aを求めているものである。すなわち、このときの吸光度Aと温度Tとの間には、図示したような1次関数の関係が存在するものである。このときの切片の値をAT0、温度係数を $K_w(\lambda_2)$ としているものである。第2に、図4に示すAC0と濃度の温度係数 $K_g(\lambda_2)$ である。図4は、温度T、濃度Cの水溶液によって波長 $\lambda_2$ の光が吸光される吸光度Aを求めているものである。すなわち、このときの吸光度Aと濃度Cの間には、図示したような1次関数の関係が存在するものである。このときの切片の値をAC0、温度係数を $K_g(\lambda_2)$ としているものである。なお前記AC0は、純水による吸光度を示しているものである。

【0016】また、発明者らは図5に示すような実験を行っている。すなわち、温度T・濃度Cの水溶液中に波長 $\lambda$ の光を通過させたときに、この水溶液によって吸光される吸光度Aを求めているものである。図5の横軸は波長 $\lambda$ で、縦軸は吸光度Aを示している。また、このときの特性AC1(T1)は温度がT1で濃度がC1のときの吸光度の変化を、特性AC2(T1)は温度がT1で濃度がC2のときの吸光度の変化を、特性AC1(T1)と特性AC2(T1)とは、いくつかの交点を有している。 $\lambda_1$ は、これらの交点の内の一つである波長である。この波長 $\lambda_1$ は、温度Tが変化しても吸光度はA1と一定の値を示しているものである。本実施例の第1の発光素子1が発生している光は、この波長 $\lambda_1$ に設定されているものである。

【0017】以下本実施例の動作について説明する。第1の発光素子1が発生した波長 $\lambda_1$ の光は、測定物3を透過あるいは測定物3によって反射されて、第1の受光素子4によって受光される。このとき、第1の受光素子4が受光する受光量は、波長 $\lambda_1$ の特性に従って変化する。すなわち、温度による影響を受けずに測定物3の濃度、すなわち血液中のグルコース糖の濃度によって変化するものとなっている。第1の受光素子4は、第1の発光素子1の光を受けて、受光量に応じた信号を温度検知手段6に伝達する。温度検知手段6は、この信号を受けて測定物3の温度を演算する。この演算は以下のようにして実行する。

【0018】すなわち、図2に示している波長 $\lambda_1$ の吸光度Aは、（数1）で表現される1次関数で表現できる。

【0019】

（数1）

2を代入すると、（数2）・（数3）に示す関係とな

る。

\* \* [0020]

$$A1 = Kw(\lambda 1) * T1 + A0$$

(数2)

$$A2 = Kw(\lambda 1) * T2 + A0$$

(数3)

ここで、前記しているように温度検知手段6は内部にKw(λ1)とA0とを有しているものである。従って、A1またはA2が得られれば温度T1または温度T2を演算することができる。

【0021】こうして得た温度情報は、第2の受光素子5の受光信号と共に血糖値検出手段7に伝達される。こうして血糖値検出手段7は、第2の受光素子5が受けた波長λ2の吸光度Aのデータから測定物3の濃度を演算※

$$A3 = AC1 + AT1$$

(数4)

$$A4 = AC2 + AT1$$

(数5)

$$A5 = AC2 + AT2$$

(数6)

温度Tによるものは、AT1、AT2であり、濃度CによるものはAC1、AC2である。AT1、AT2は、前記図3に示している温度Tに対して1次関数で表現されるものであり、AC1、AC2は前記図4に示している濃度Cに対して1次関数で表現されるものである。本実施例の血糖値検出手段7は、図3に示しているAT0とKw(λ2)を、また図4に示しているAC0とKg(λ2)を有しているものである。そこで温度検知手段6から温度T1またはT2を示すデータを受けると、AC1・AC2・AT1・AT2はいずれも演算できるものである。

【0023】以上のように本実施例によれば、温度による影響を受けることなく血糖値を正確に計測できる血糖計を実現するものである。

【0024】また本実施例では、第1の波長λ1を1525nm±25nmに設定しているものである。この波長は非侵襲領域に属し、すなわち人体組織に対して影響を与えない帯域の波長となっている。また、血糖値の主体であるグリコース糖の濃度による影響が最も少ない波長となっているものである。このため第1の発光素子1として半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0025】(実施例2) 続いて本発明の第2の実施例について説明する。図7は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、第3の発光素子9が発生する光を測定物3を介してあるいは測定物3によって反射させて、第3の受光素子10によって受けるようにしている。また、第3の受光素子10の出力は血糖値検出手段11に伝達しており、血糖値検出手段11が血糖値を演算して演算結果を血糖値表示手段8に表示するようにしている。

★ [0029]

$$A(\lambda) = Kg(\lambda) * Cq + Kp(\lambda) * Cp$$

(数7)

第3の受光素子10が受光する光の波長はλ3であり、

★なる。

(数7)のλにλ3を代入すると、(数8)に示す式と☆

[0030]

$$A(\lambda 3) = Kg(\lambda 3) * Cq + Kp(\lambda 3) * Cp$$

(数8)

(数8)のKp(λ3)\*Cpは、図9に示した実験から一定値A6であるため、(数8)は(数9)に変換できる。

※する。すなわち、第2の受光素子5から受けたデータが、図6に示しているAC2(T2)という特性上の一点であるとした場合に、吸光度A3、A4、A5は温度Tによるものと濃度Cによるものとで示される。つまり、(数4)・(数5)・(数6)によって示される。

[0022]

★【0026】本実施例では第3の発光素子9が発生する光の波長を、図8に示す実験からλ3に設定しているものである。図8は、アルブミンやグロブリン等の蛋白質(以下単に蛋白質と称する)を含む水溶液と純水を使用して、この中を種々の波長の光を通過させたときに、この光が吸光されて減衰する特性を示している。横軸には波長を、縦軸には吸光度を採っている。図中のAw(T)は、純水とした場合を示している。またAp(T)は、蛋白質を高濃度に含有する水溶液を使用した場合を示している。この特性Aw(T)と特性Ap(T)との交点は、蛋白質によって吸光度が変化しない波長を示している。この波長をλ3とすると、λ3は実施例1で説明した波長λ1とは一致しないものである。本実施例では前記しているように、第3の発光素子9が発生する光の波長をこのλ3に設定しているものである。

30 【0027】また図9は、光の波長をλ3に設定し、この波長λ3の光の吸光度を蛋白質だけの水溶液を使用し、温度を一定として計測した結果を示している。このときの吸光度A6は、蛋白質の濃度Cに関係なく一定となっている。つまり水溶液中の蛋白質の濃度を高めたときに、吸光度が増加する増加率を濃度係数とすると、波長λ3での濃度係数Kp(λ3)は0となるものである。

【0028】以下、本実施例の動作について説明する。発明者らは血液組成に近似した水溶液を使用して、グルコース糖、アルブミンやグロブリンなどの蛋白質によって波長λの光の吸光度A(λ)を調べている。この結果、溶液の温度が一定であれば、吸光度A(λ)は、溶液中の各成分の濃度による吸光度の和として表現できることを見いだしている。つまり吸光度A(λ)は、(数7)で表す事が出来る。

★ [0029]

【0031】

$$A(\lambda 3) = Kq(\lambda 3) \cdot Cq + A6$$

つまり、波長 $\lambda 3$ の光を使用して吸光度を測定すると、温度が一定であれば吸光度の $A(\lambda 3)$ と $A6$ の差がグルコース糖の濃度、つまり血糖値に直接関係するものである。血糖値検出手段11は $Kq(\lambda 3)$ と $A6$ は予め記憶している。従って第3の受光素子10から受けた $A(\lambda 3)$ から $A6$ を減じ、 $Kq(\lambda 3)$ で除することによって、グルコース糖の濃度による血糖値を算出し、血糖値表示手段8により血糖値を表示する。

【0032】以上のように本実施例によれば、蛋白質の影響を受けずに正確に血糖値を計測できる血糖計を実現するものである。

【0033】また本実施例では、第3の波長を1690nm $\pm$ 25nmに設定しているものである。この波長は非侵襲領域、すなわち人体組織に対して影響を与えない帯域の波長となっている。また、血液中の蛋白質の濃度による影響が最も少ない波長となっているものである。このため第3の発光素子9として半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0034】（実施例3）続いて本発明の第3の実施例について説明する。図10は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、第1の発光素子1と第3の発光素子9と第4の発光素子15と、それぞれの発光素子の光を受ける第1の受光素子4・第3の受光素子10・第4の受光素子16を使用している。第1の発光素子1・第1の受光素子4・第3の発光素子9・第3の受光素子10は、前記各実施例で説明したものと同様のものである。第4の発光素子15は、血液中のヘモグロビンの濃度が増減しても光の吸光度が増減しない波長 $\lambda 4$ の光を発生している。また18は、第1・第3・第4の受光素子の出力より血糖値を検出する血糖値検出手段、8は血糖値検出手段により測定された血糖値を表示する血糖値表示手段である。

【0035】図11は第4の受光素子11に設定している光の波長を決定したデータである。すなわち、図11は水溶液中のヘモグロビンの濃度を増減させたときの吸光度の特性を光の波長を種々変えて実験しているものである。横軸は光の波長、縦軸は吸光度を示している。図\*

$$A(\lambda 1) = Kq(\lambda 1) \cdot Cq + Kp(\lambda 1) \cdot Cp + K Hb(\lambda 1) \cdot C Hb \quad (\text{数} 10)$$

$$A(\lambda 3) = Kq(\lambda 3) \cdot Cq + Kp(\lambda 3) \cdot Cp + K Hb(\lambda 3) \cdot C Hb \quad (\text{数} 11)$$

$$A(\lambda 4) = Kq(\lambda 4) \cdot Cq + Kp(\lambda 4) \cdot Cp + K Hb(\lambda 4) \cdot C Hb \quad (\text{数} 12)$$

このとき、蛋白質の濃度 $Cp$ とヘモグロビンの濃度 $CHb$ と吸光度との関係は、実施例1で説明した図4のものと同様で、1次関数の関係となっている。また本実施例では、血糖値検出手段13は濃度係数 $Kp(\lambda 1) \cdot K Hb(\lambda 1) \cdot Kq(\lambda 3) \cdot K Hb(\lambda 3) \cdot Kq(\lambda 4) \cdot Kp(\lambda 4)$ を予め有している。

【0038】血糖値検出手段13は、第1の受光素子4から波長 $\lambda 1$ の信号を、第3の受光素子10から波長 $\lambda$

(数9)

\* 中の $Aw(S)$ は、純水とした場合を示している。また $Aq(S)$ は、ヘモグロビンを高濃度に含有する水溶液を使用した場合を示している。この特性 $Aw(S)$ と特性 $Aq(S)$ との交点は、ヘモグロビンの濃度によって吸光度が増減しない波長を示している。この波長を $\lambda 4$ とすると、 $\lambda 4$ は前記各実施例で説明した波長 $\lambda 1$ や波長 $\lambda 3$ とは一致しないものである。本実施例では前記しているように、第4の発光素子11が発生する光の波長をこの $\lambda 4$ に設定しているものである。

【0036】以下本実施例の動作について説明する。図12は、発明者らが水溶液を使用して実験した結果を示している。すなわち、水溶液としてヘモグロビンと蛋白質とグルコース糖とを含有したものを使用している。この水溶液に光の波長を増減させたときの、吸光度の特性を探っているものである。今、グルコース糖の濃度を $Cq$ 、蛋白質の濃度を $Cp$ 、ヘモグロビンの濃度を $CHb$ とする。また、グルコース糖の濃度 $Cq$ の変化により吸光度が増減しない光の波長を $\lambda 1$ 、アルブミンやグロブリンの蛋白質の濃度の変化により吸光度が増減しない波長を $\lambda 3$ 、ヘモグロビンの濃度の変化により吸光度が増減しない波長を $\lambda 4$ とする。また、波長 $\lambda 1$ の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を $Kq(\lambda 1)$ と、波長 $\lambda 3$ の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を $Kq(\lambda 3)$ と、波長 $\lambda 3$ の時のヘモグロビンの吸光度の濃度係数を $K Hb(\lambda 3)$ と、波長 $\lambda 3$ の時の蛋白質の吸光度の濃度係数を $Kp(\lambda 3)$ とし、また波長 $\lambda 4$ の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を $Kq(\lambda 4)$ と、波長 $\lambda 4$ の時の蛋白質の吸光度の濃度係数を $Kp(\lambda 4)$ と、波長 $\lambda 4$ の時のヘモグロビンの吸光度の濃度係数を $K Hb(\lambda 4)$ とすると、波長 $\lambda 1$ ・波長 $\lambda 3$ ・波長 $\lambda 4$ の吸光度は、(数10)・(数11)・(数12)に示す式で表現できる。すなわちそれぞれの吸光度は、グルコース糖の濃度 $Cq$ によって決まる部分と、アルブミンやグロブリンの蛋白質の濃度 $Cp$ によって決まる部分と、ヘモグロビンの濃度 $CHb$ によって決まる部分の和によって決定される。

【0037】

3の信号を、また第4の受光素子12から波長 $\lambda 4$ の信号を受けている。つまり、図12に示している $A(\lambda 1, T)$ 、 $A(\lambda 3, T)$ 、 $A(\lambda 4, T)$ を受けている。波長 $\lambda 1$ ・波長 $\lambda 3$ ・波長 $\lambda 4$ の吸光度の特性から、(数10)・(数11)・(数12)中の $Kq(\lambda 1) \cdot Kp(\lambda 3) \cdot K Hb(\lambda 4)$ は0となる。従ってそれぞれの式は、(数11)・(数12)・(数13)に示すように変換される。



[0039]

$$A(\lambda 1) = Kp(\lambda 1) \cdot Cp + Kh(\lambda 1) \cdot Chb$$

(数11)

$$A(\lambda 3) = Kq(\lambda 3) \cdot Cq + Kh(\lambda 3) \cdot Chb$$

(数12)

$$A(\lambda 4) = Kq(\lambda 4) \cdot Cq + Kp(\lambda 4) \cdot Cp$$

(数13)

各式の左辺である  $A(\lambda 1) \cdot A(\lambda 3) \cdot A(\lambda 4)$  は図12に示しているものであり、第1の受光素子4・第3の受光素子10・第4の受光素子12から血糖値検出手段13に伝達されているものである。血糖値検出手段13は、この情報から3つの成分  $Cq \cdot Cp \cdot Chb$  を求めるものである。つまり、血液中の主成分であるグルコース糖の濃度、アルブミンやグロブリンの等の蛋白質の濃度、またヘモグロビンの濃度を演算する。また、こうして演算したグルコース糖の濃度を血糖値表示手段8に血糖値として表示するものである。

[0040] 以上のように本実施例によれば、血液成分の濃度が変化しても吸光度が変化しない波長  $\lambda 1 \cdot \lambda 3 \cdot \lambda 4$  に着目しているものである。ここで、血液成分の中では、ヘモグロビンの濃度が最も多く、続いて蛋白質、最も薄いものはグルコース糖である。ここで  $\lambda 4$  を選定することによって、グルコース糖の濃度を正確に、また短時間で測定できるものである。短時間で測定できる理由は、式中の変数が少なくなるためである。また本実施例では血液中の血糖値を求める場合について示しているが、一般の水溶液に適用したときに水溶液中の成分が多くなれば、その効果は更に大きくなる。

[0041] またこのとき、ヘモグロビンの濃度が変化しても光の減衰度が変化しない第4の波長として1575nm  $\pm 25$ nmを使用している。この波長は非侵襲領域、すなわち人体組織に対して影響を与えない帯域の波長となっている。また、血液中のヘモグロビンの濃度による影響が最も少ない波長となっているものである。このため第3の発光素子9として半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。第4の受光素子として半導体レーザを用いることができ、小型で簡単な計測が出来るものである。

[0042] (実施例4) 続いて本発明の第4の実施例について図13に基づいて説明する。図13は本実施例の構成を示すブロック図である。1はグルコース糖の濃度\*

$$A(\lambda 1, T) = Kq(\lambda 1) \cdot Cq + Kp(\lambda 1) \cdot Cp + Kw(\lambda 1) \cdot T$$

(数14)

$$A(\lambda 3, T) = Kq(\lambda 3) \cdot Cq + Kp(\lambda 3) \cdot Cp + Kw(\lambda 3) \cdot T$$

(数15)

$$A(\lambda 5, T) = Kq(\lambda 5) \cdot Cq + Kp(\lambda 5) \cdot Cp + Kw(\lambda 5) \cdot T$$

(数16)

本実施例の血糖値検出手段16は、前記式中に示して吸光度の濃度係数  $Kp(\lambda 1) \cdot Kq(\lambda 3) \cdot Kw(\lambda 1) \cdot Kw(\lambda 3) \cdot Kq(\lambda 5) \cdot Kp(\lambda 5)$  を予め有しているものである。また第5の受光素子15から受ける信号は、波長  $\lambda 5$  のものであり、溶液温度による影響を受けないものであ

$$A(\lambda 1, T) = Kq(\lambda 1) \cdot Cp + Kw(\lambda 1) \cdot T$$

(数17)

$$A(\lambda 3, T) = Kq(\lambda 3) \cdot Cq + Kw(\lambda 3) \cdot T$$

(数18)

$$A(\lambda 5, T) = Kq(\lambda 5) \cdot Cq + Kp(\lambda 5) \cdot Cp$$

(数19)

本実施例の血糖値検出手段16は、第1の受光素子4か

\* 度が変化しても光の吸光度が変化しない波長  $\lambda 1$  の光を発生する第1の発光素子、9は血清あるいは血漿中のアルブミンやグロブリンの蛋白質の濃度が変化しても光の吸光度が変化しない波長  $\lambda 3$  の光を発生する第3の発光素子、20は溶液の温度により吸光度が変化しない波長  $\lambda 5$  の光を発生する第5の発光素子である。それぞれの発光素子の光は、測定物3を透過してあるいは測定物3に反射されて第1の受光素子4、第3の受光素子10、第5の受光素子21に受光される。またそれぞれの受光素子の信号は、血糖値検出手段22に伝達されているものである。血糖値検出手段22は、各受光素子の情報から血糖値を演算して血糖値表示手段8に表示する。

[0043] 以下本実施例の動作について説明する。図14は発明者らが水溶液を使用して調べた波長と吸光度との関係を示す特性図である。水溶液中のグルコース糖の濃度を  $Cq$ 、蛋白質の濃度を  $Cp$ 、水溶液の温度を  $T$  とすると、光の波長と吸光度との関係は  $A(\lambda, T)$  という特性となっている。すなわち、温度  $T$  の時の波長  $\lambda 1$  の光の吸光度は  $A(\lambda 1, T)$  であり、温度  $T$  の時の波長  $\lambda 3$  の光の吸光度は  $A(\lambda 3, T)$  であり、温度  $T$  の時の波長  $\lambda 5$  の光の吸光度は  $A(\lambda 5, T)$  である。このそれぞれの吸光度は、波長  $\lambda 1$  の時の蛋白質の吸光度の濃度係数を  $Kp(\lambda 1)$ 、波長  $\lambda 1$  の時の水の吸光度の濃度係数を  $Kw(\lambda 1)$ 、波長  $\lambda 1$  の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を  $Kq(\lambda 1)$ 、波長  $\lambda 3$  の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を  $Kq(\lambda 3)$ 、波長  $\lambda 3$  の時の水の吸光度の濃度係数を  $Kw(\lambda 3)$ 、波長  $\lambda 3$  の時の蛋白質の吸光度の濃度係数を  $Kp(\lambda 3)$ 、波長  $\lambda 5$  の時のグルコース糖の吸光度の濃度係数を  $Kq(\lambda 5)$ 、波長  $\lambda 5$  の時の水の吸光度の濃度係数を  $Kw(\lambda 5)$ 、波長  $\lambda 5$  の時の蛋白質の吸光度の濃度係数を  $Kp(\lambda 5)$  とすると、各成分の濃度による吸光度と溶液の温度による吸光度の和で表される。つまり (数14)  $\cdot$  (数15)  $\cdot$  (数16) に示しているものである。

[0044]

※ する。また、波長  $\lambda 1 \cdot$  波長  $\lambda 3$  の特性から、 $Kq(\lambda 1) \cdot Kp(\lambda 3) \cdot Kw(\lambda 5)$  は0であるため、(数14)  $\cdot$  (数15)  $\cdot$  (数16) は (数17)  $\cdot$  (数18)  $\cdot$  (数19) に示すように変換される。

[0045]

ら  $A(\lambda 1, T)$  を、第3の受光素子10から  $A(\lambda 3, T)$  を、



第5の受光素子15からA( $\lambda_5, T$ )を受けているものである。従って血糖値検出手段16は、この3つの数式解いて、温度Tとグルコース糖の濃度Cqと蛋白質の濃度Cpとを求めることができる。すなわち、グルコース糖の濃度による血糖値を算出し、血糖値表示手段8により血糖値を表示できるものである。

【0046】以上のように本実施例によれば、蛋白質とグルコース糖と温度の影響を受けないで正確に血糖値を計測できる血糖計を実現するものである。

【0047】

【発明の効果】請求項1に記載した発明は、血液中のグルコース糖の濃度が変化しても光の減衰度が変化しない第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、前記第1の波長以外の波長の光を発光する第2の発光素子と、人体を透過したあるいは人体を反射した第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体を反射した第2の発光素子の光を受光する第2の受光素子と、第1の受光素子の出力信号から温度を検知する温度検知手段と、温度検知手段の信号とその水温検知手段により得られた温度情報により、第2の波長による光の減衰度に補正をかけグルコース糖の濃度を検出する血糖値検出手段と、血糖値を表示する血糖値表示手段とからなる構成として、温度による影響を受けることなくグルコース糖による血糖値を正確に計測できる血糖計を実現するものである。

【0048】請求項2に記載した発明は、第1の波長を1525nm $\pm$ 25nmに設定した構成とすることによって、発光素子に半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0049】請求項3に記載した発明は、血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された前記発光素子が発光した光を受ける第3の受光素子と、第3の受光素子の信号を受けて血糖値を演算し、血糖値表示手段に血糖値を表示する血糖値検出手段とからなる構成として、蛋白質の濃度による影響を受けることのない血糖計を実現するものである。

【0050】請求項4に記載した発明は、第3の波長を1690nm $\pm$ 25nmに設定した構成として、発光素子に半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0051】請求項5に記載した発明は、血液中のグルコース糖の濃度が変化しても吸光度が変化しない第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する第3の発光素子と、血液中のヘモグロビンの濃度が変化しても吸光度が変化しない第4の波長の光を発光する第4の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって

反射された第3の発光素子の光を受光する第3の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第4の発光素子の光を受光する第4の受光素子と、第1の受光素子の信号と第3の受光素子の信号と、第4の受光素子の信号とから血糖値を検出し、血糖値表示手段に表示する血糖値検出手段とからなる構成として、グルコース糖の濃度による影響と、蛋白質の濃度による影響を受けることなく正確な血糖値を測定できる血糖計として

10 【0052】請求項6に記載した発明は、第4の波長を1575nm $\pm$ 25nmに設定した構成とすることによって、発光素子に半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【0053】請求項7に記載した発明は、血液中のグルコース糖の濃度が変化しても第1の波長の光を発光する第1の発光素子と、血液中の蛋白質の濃度が変化しても吸光度が変化しない第3の波長の光を発光する第3の発光素子と、血液の温度が変化しても吸光度が変化しない第5の波長の光を発光する第5の発光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第1の発光素子の光を受光する第1の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第3の発光素子の光を受光する第3の受光素子と、人体を透過したあるいは人体によって反射された第5の発光素子の光を受光する第5の受光素子と、第1の受光素子の信号と第3の受光素子の信号と第5の受光素子の信号とから血糖値を検出し、血糖値表示手段に表示する血糖値検出手段とからなる構成として、計算処理する時間を大幅に短縮した血糖計を実現できるものである。

30 【0054】請求項8に記載した発明は、第5の波長を1442nm $\pm$ 25nmに設定した構成とすることによって、発光素子に半導体レーザを使うことができ、装置全体を小型化できるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例である血糖計の構成を示すブロック図

【図2】同、波長 $\lambda_1$ の光の温度による吸光度の変化を示す特性図

40 【図3】同、波長 $\lambda_2$ の光の温度による吸光度の変化を示す特性図

【図4】同、波長 $\lambda_2$ の光の濃度による吸光度の変化を示す特性図

【図5】同、温度T・濃度Cの水溶液中に波長 $\lambda$ の光を通過させたときに、この水溶液によって吸光される吸光度の変化を示す特性図

【図6】同、濃度C2温度T2の水溶液によって波長 $\lambda$ の光が吸光される特性を示す特性図

【図7】本発明の第2の実施例である血糖計の構成を示すブロック図

50 【図8】同、蛋白質を含む水溶液中と純水中を波長 $\lambda$ の

光を通過させたときに、この光が吸光される特性を示す特性図。

【図9】同、波長 $\lambda_3$ の光の蛋白質だけの水溶液によって吸光される特性を示す特性図

【図10】本発明の第3の実施例である血糖計の構成を示すブロック図

【図11】同、水溶液中のヘモグロビンの濃度を变化させたときの波長 $\lambda$ の光の吸光度の特性を示す特性図

【図12】同、ヘモグロビンと蛋白質とグルコース糖とを含有する水溶液によって波長 $\lambda$ の光が吸光される特性を示す特性図

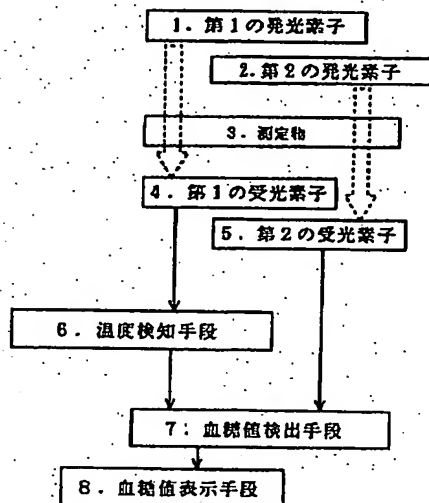
【図13】本発明の第4の実施例である血糖計の構成を示すブロック図

【図14】同、グルコース糖と蛋白質とを含む水溶液によって波長 $\lambda$ の光が吸光される特性を示す特性図

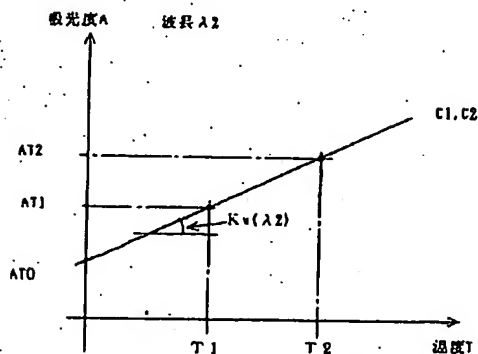
【符号の説明】

- \* 1 第1の発光素子  
2 第2の発光素子  
4 第1の受光素子  
5 第2の発光素子  
6 温度検知手段  
7 血糖値検出手段  
8 血糖値表示手段  
9 第3の発光素子  
10 第3の受光素子  
11 血糖値検出手段  
15 第4の発光素子  
16 第4の受光素子  
18 血糖値検出手段  
20 第5の発光素子  
21 第5の受光素子  
22 血糖値検出手段

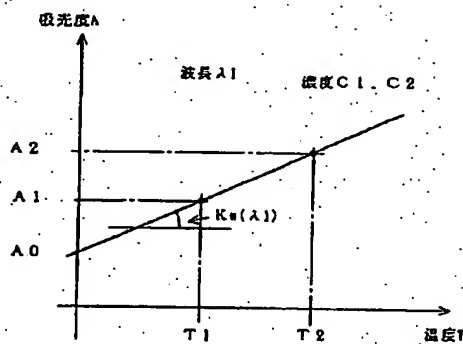
【図1】



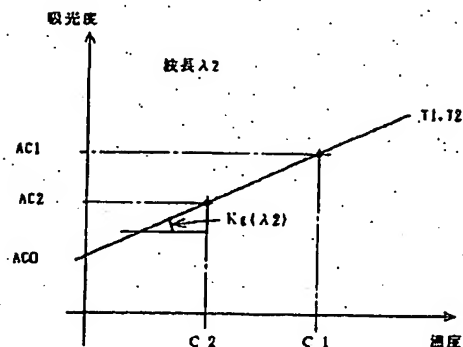
【図3】



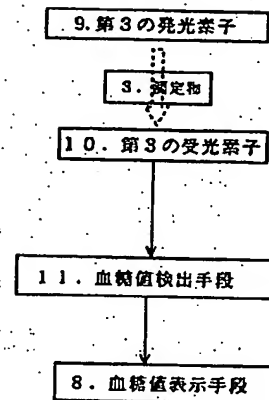
【図2】



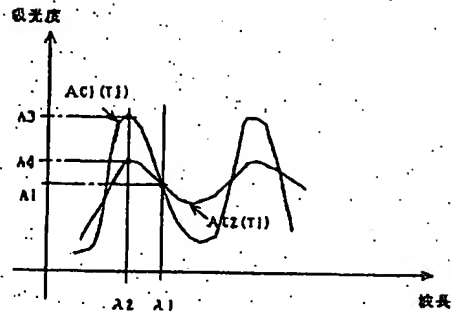
【図4】



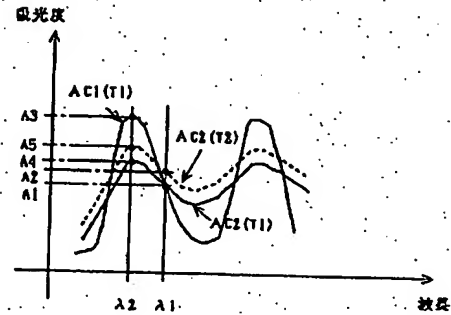
【図7】



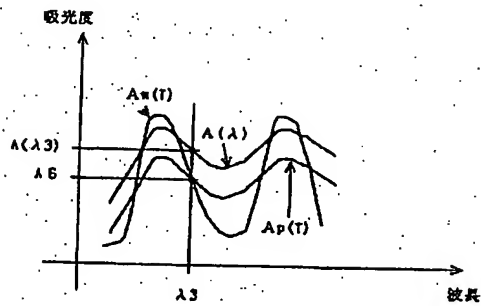
【図5】



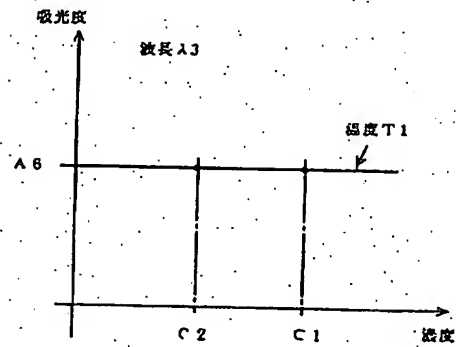
【図6】



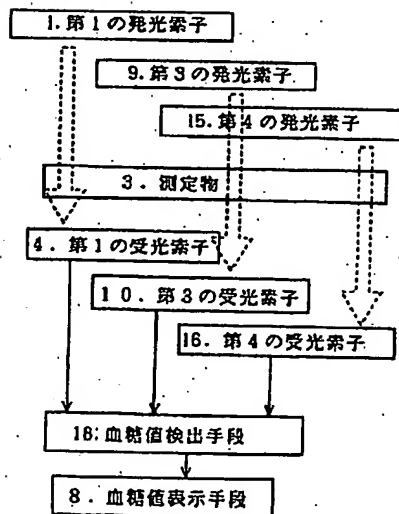
【図8】



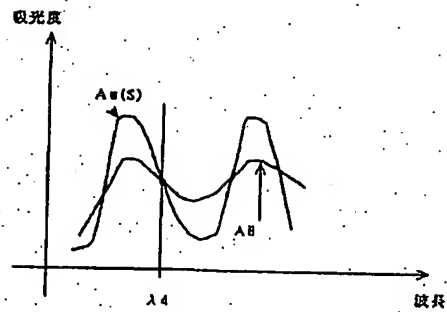
【図9】



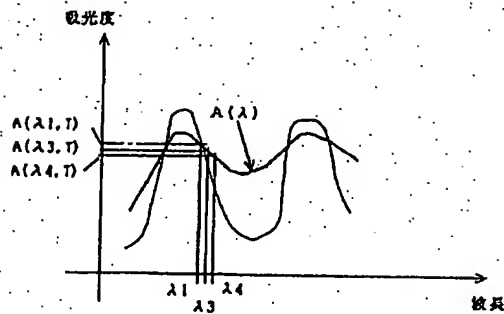
【図10】



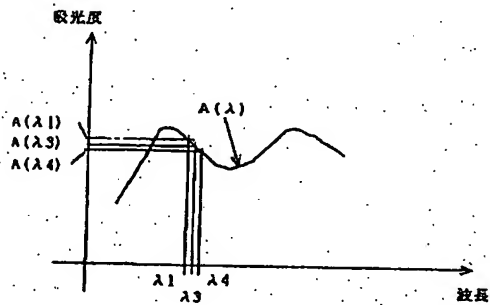
【図11】



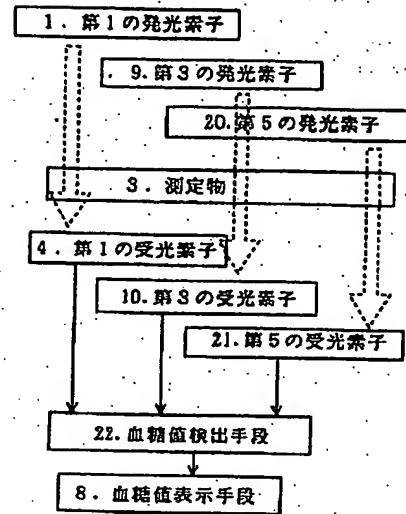
【図12】



【図14】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 土師 雅代  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内